

Leevi Oranen

EMFIT JA PULSEON-ANTUREIDEN SYKEMITTAUKSEN ANALYSOINTI JA VERTAILU

Lääketieteen ja terveysteknologian tiedekunta
Kandidaatintyö
Joulukuu 2019

TIIVISTELMÄ

Leevi Oranen: Emfit ja PulseOn-antureiden sykemittauksen analysointi ja vertailu

Kandidaatintyö

Tampereen yliopisto

Bioteknologian ja biolääketieteen tekniikan tutkinto-ohjelma

Joulukuu 2019

Tässä kandidaatin työssä tutkittiin Emfit QS-unianturin sekä PulseOn Medical Trackerin sykkeenmittaustarkkuutta. Työn tavoitteena oli verrata mittalaitteiden mittaustarkkuuksissa. Vertailussa käytettiin 14 verisuonikirurgiselta potilaalta leikkauksen jälkeen noin vuorokauden pituisissa mittauksissa kerättyä dataa.

Työtä taustoitetaan esittelemällä tutkimuksessa käytettyjen antureiden toimintaperiaatteet sekä tarkastellaan mittalaitteiden hyviä ja huonoja puolia. Lisäksi työssä kerrotaan EKG-signaalista laskettavasta sykemittauksesta, jota käytettiin työssä referenssinä. Työ nojautui vahvasti Matlabin avulla tehtyyn signaalinkäsittelyyn sekä virheenlaskentaan. Vertailukelpoisten tulosten saamiseksi kehitettiin menetelmä, jolla signaalit saatiin synkronoitua.

Laitteiden tarkkuuksia verrattiin laskemalla niiden tuottamien sykesignaalien keskineliövirheen neliöjuuri (RMSE) sekä absoluuttinen keskivirhe (MAE) suhteessa EKG-signaalista laskettuun referenssisykesignaaliin. Tulokseksi saatiin, että PulseOnin ilmoittama syke oli tilastollisesti merkittävästi tarkempi kuin Emfitin sykelukema. MAE oli Emfitille 3,1 bpm (iskua minuutissa) ja PulseOnille 1,7 bpm. Virhe ei ole kummallakaan mittarilla kovin suuri. Siksi käyttötarkoituksesta riippuen mittalaitteen valinnassa kannattaa keskittyä enemmän niihin ominaisuuksiin, joita kyseisessä käyttötarkoituksessa tarvitaan.

Avainsanat: Sykemittaus, Emfit, PulseOn, EKG, virheenlaskenta, RMSE, MAE

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

SISÄLLYSLUETTELO

1.JOHDANTO	1
2.SYKEMITTAUKSIEN TEOREETTINEN TAUSTA	2
2.1 Ballistokardiografia sykemittauksessa	2
2.1.1 EMFi-kalvon toiminta ja valmistus	3
2.1.2 EMFi-kalvon fysikaalisten ominaisuuksien tarkastelu	5
2.2 Optinen sykemittaus.....	5
2.2.1 PulseOnin optinen sykemittari.....	6
2.3 Sykkeen laskeminen EKG-signaalista	8
3.LASKENNASSA KÄYTETYT MENETELMÄT	10
3.1 Tutkimusaineisto	10
3.2 Datan käsittely	10
3.2.1 Interpolointi ja keskiarvotus	10
3.2.2 Synkronointi ja leikkaus.....	11
3.3 Tilastolliset menetelmät.....	16
4.MITTAUSTULOKSET	18
5.YHTEENVETO.....	24
LÄHTEET	26

1. JOHDANTO

Lääkärilehdessä oli vuonna 2017 artikkeli ”Mitä teen, kun potilas on biohakkeri?”, jossa kerrottiin biohakkeroinnin leviämisestä Suomessa. Artikkelissa Miia Soininen (2017) pohti biohakkerin määritelmää ja totesi: ”Biohakkeri on kiinnostunut terveydestä, suorituskyvystä sekä sairauksien ennaltaehkäisystä ja käyttää tässä erilaisia välineitä. Itsensä mittaaminen on tyypillistä. Tavallaan jokainen aktiivisuusrannekkeen käyttäjäkin on biohakkeri.” Ihmisiä kiinnostaa yhä enemmän itsensä mittaaminen sekä palaute elimistönsä toiminnasta. Oman terveyden mittaamiseen myydään monenlaisia laitteita. Näiden mittalaitteiden käyttö potilasmonitoroinnissa on mielenkiintoinen mahdollisuus, jota pitää selvittää.

Työni perustuu Tampereen yliopistollisessa sairaalassa verisuonikirurgisille potilaille tehtyihin sykemittauksiin. Tässä työssä keskityn signaalin käsittelyyn MATLAB-ohjelmaa käyttäen. Työssä analysoin EMFIT QS-unianturin sykemittausta ja vertailen sitä PulseOn-rannesykemittarin tarkkuuteen. Referenssinä käytän EKG-mittauksesta laskettua sykettä, sillä sitä pidetään kaikista parhaimpana ja tarkimpana sydämen sykevälin seurannassa (*Wearable Sensors*, 2014). PulseOn- ja EMFIT-antureilla lasketuista sykkeistä lasken absoluuttisen keskivirheen ja keskineliövirheen neliöjuuren EKG:n suhteen. Työn tavoite on selvittää, onko mittareiden tarkkuuksissa eroa ja jos eroja löytyy, ovatko erot tilastollisesti merkittäviä.

Luvussa 2 käsittelen työssä käytettyjen antureiden teoriaa ja fysikaalisia periaatteita. Kolmannessa luvussa esittelen työssä käytetyn data-aineiston ja sen käsittelyyn liittyviä kohtia, kuten datan vertailukelpoiseksi saamisen perusteet. Lisäksi 3. luvussa käsittelen virhelaskennan perusteita. Luvussa 4 käyn läpi laskennan tulokset ja pohdin tuloksiin johtaneita tekijöitä. Luvussa 5 teen yhteenvetoa työstä ja siihen liittyvästä datan käsittelystä.

2. SYKEMITTAUKSIEN TEOREETTINEN TAUSTA

Tässä luvussa käyn läpi mittauksissa käytettyjen antureiden toimintaperiaatteet sekä avaen niiden fysikaalista taustaa. Luvussa tutustutaan myös sykevälivaihteluun ja sen mittaamisen hyötyihin.

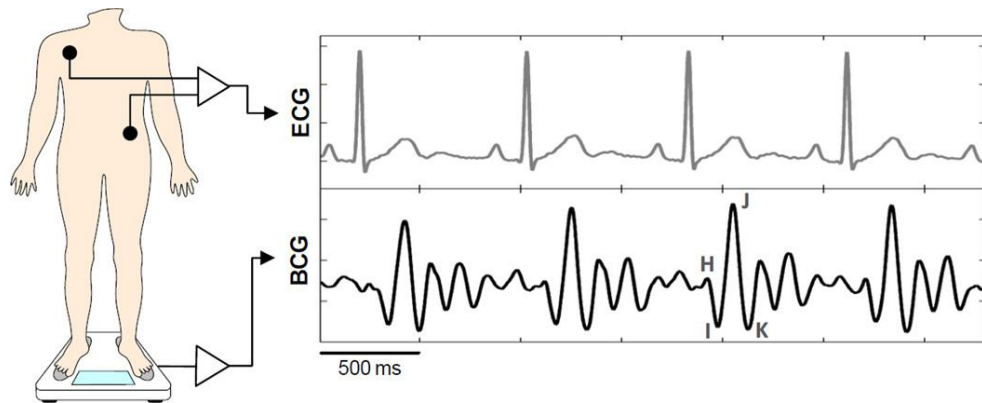
Sykevaihtelu antaa suuren määrän informaatiota ihmisen terveydentilasta. Se antaa varhaisia viitteitä diabeteksestä sekä neuropatiasta (Tarvainen, Niskanen et al. 2013). Tämän lisäksi sykevaihtelun on tutkittu olevan yhteydessä joihinkin verenkiertoelimistön sairauksiin, munuaisten vajaatoimintaan sekä työperäiseen ja fysiologiseen stressiin (Rajendra, Paul et al. 2006). PPG eli fotopletysmografia tarkoittaa valon avulla tehtyä sykemittauksia. Emfi-kalvolla tehty sykemittaus perustuu veren liikkeen rekyyliin. Näiden sykeantureiden toimintaa on tutkittu aikaisemmin ainakin seuraavissa tutkimuksissa: Parak, Tarniceriu et al. 2015, Paalasmaa 2010, Paalasmaa, Waris et al. 2012, Inan, Migeotte et al. 2015 ja Pietilä, Mehrang et al. 2017.

2.1 Ballistokardiografia sykemittauksessa

Ballistokardiografialla (BKG) tehty sykemittaus perustuu kehon liikkeeseen, joka muodostuu sydämen aikaansaamasta mekaanisesta liikkeestä. J.W Gordon kehitti ensimmäisen BKG perusteisen mittalaitteen jo vuonna 1877. Hän käytti puulevyä, johon oli kytketty mekaanisen värinän tallennuslaite. Nykyään BKG systeemit voidaan integroida helposti jokapäiväisiin esineisiin, kuten tuoliin (Junnila, Akhbardeh et al. 2009), sänkyyn (Watanabe K., Watanabe T., et al. 2005, Jansen, Larson et al. 1991) tai vaakaan (Inan, Etemadi et al. 2009). BKG:n suurin etu on sen helppous ja huomaamattomuus verrattuna EKG-mittaukseen. BKG:llä pystytään mittaamaan syke ilman kiinnitettäviä elektrodeja. Tämä tekee BKG:stä hyvän pitkien jaksojen mittaamisessa esimerkiksi yöllä (Bruser, Stadlthanner et al. 2011). BKG:n toimintaperiaate luo myös ongelmia. Potilaan liike esimerkiksi nukkuessa asennon vaihtaminen ja keuhkojen ilmamäärän vaihtelu (hengityksestä johtuva liike) aiheuttavat vääristymiä ja häiriötä ja voivat jopa estää hetkellisesti koko mittauksen. (*Wearable Sensors*, 2014)

BKG on 3D-signaali, joka aiheutuu sydämen liikkeestä sekä veren liikkeestä verisuonissa ja sydämessä. Kuvassa 1 näkyy, miten EKG-signaali eroaa tyyppillisestä

BKG-signaalista. Kuten EKG myös BKG on jaettu eri aallon osiin. Näitä merkitään yleensä kirjaimilla H, I, J ja K. H-aallon ajatellaan muodostuvan sydämen liikkeestä systolen alkuvaiheessa ja IJK-kompleksin veren virtauksesta aorttaan. Muista aalloista ei ole yksimielisyyttä. (Giovangrandi, Inan et al. Aug 2011)



Kuva 1 EKG sekä BKG signaalit (Giovangrandi, Inan et al. Aug 2011)

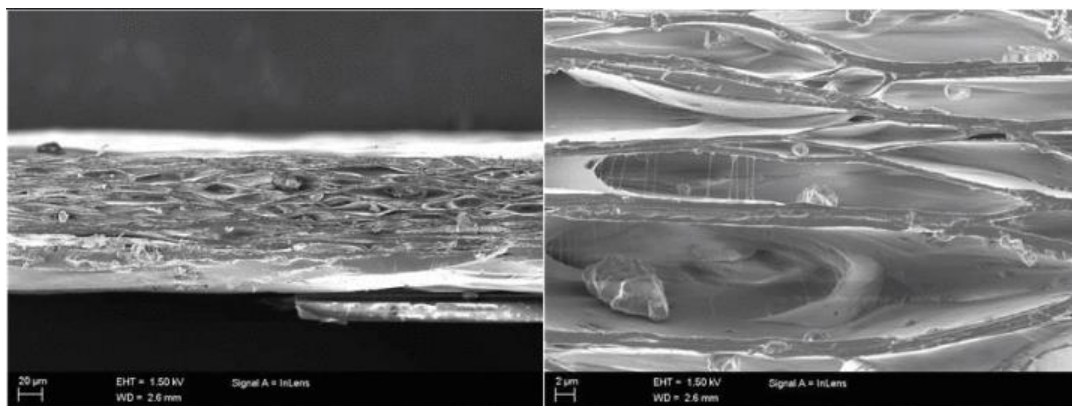
2.1.1 EMFi-kalvon toiminta ja valmistus

Tässä työssä analysoidut mittaukset tehtiin Emfit QS -unianturilla, joka on liuskamainen sängyn patjan alle sijoitettava laite (kuva 2). Sen toiminta perustuu pysyvästi varattuun EMFi-kalvoon, jonka ominaisuudet muuttuvat paineen funktiona.



Kuva 2 Emfit QS -unianturin käytössä (Emfit, 2019)

Anturin sisällä on elektromekaaninen kalvo (eng. electromechanical film, EMFi), joka on pysyvästi varattu. Kalvon sisälle on tehty ilmatiloja (kuva 3), joiden tilavuus muuttuu, kun niihin kohdistetaan painetta. Tämä saa aikaa kalvon varauksien lähenemisen, jolloin elektrodille syntyvä varauksen muutos on suoraan verrannollinen kalvon ilmatilojen paksuuden muutokseen. (Koivistoinen, Junnila et al. 2004)



Kuva 3 Poikkileikkauskuva Emfi-materiaalista. Oikeanpuoleinen kuva on 10-kertainen suurennos vasempaan nähden. (Rajala nee Kärki, Paajanen et al. 2016)

EMFi on tehty erittäin puhtaasta ferrosähköisestä polypropyleenista ja sillä on huokoinen rakenne. Rakenteen huokoisuus saadaan aikaan kaksisuuntaisella orientaatiolla (biaxially orienting) (Paajanen, Lekkala et al. 2000). Tämän jälkeen kalvo varataan koronapurkauksella ja kalvon molemmille puolille laitetaan metallia, jotka toimivat elektrodeina (Rajala nee Kärki, Paajanen et al. 2016).

EMFi-kalvoa sovelletaan Emfitin unianturissa. Veren kiihtyvyyden aikaansaama rekyylivoima saa aikaan paineen muutoksen kalvon ilmataskuissa, jonka aikaansaama varauksen muutos rekisteröidään. Signaali tallennetaan tietokoneelle ja sille tehdään digitaalista signaalinkäsittelyä kuten kaistanpäästösuodatusta. Monet signaalinkäsittelyn lähestymistavat eivät toimi BKG-signaalin kanssa sen suuren vaihtelevuuden vuoksi tai ne eivät pysty seuraamaan nopeita sykkeen muutoksia. Metodi, jossa etsitään signaalille ominaisia muotoja, toimii joillakin, mutta ei toimi kaikilla. Lyhytaikaisella Fourierin muunnoksella on vaikeuksia seurata nopeita muutoksia sydämen sykkeessä. (Friedrich, Aubert et al. Aug 2010.) David Friedrich et al. esittelivät vuonna 2010 menetelmän, joka toimii adaptiivisesti käyttäen monia eri menetelmiä. Heidän menetelmänsä käytti hyväkseen sydämen läppien sulkeutumisesta syntyviä korkeita taajuuskomponentteja. Menetelmän heikkous tulee ilmi signaaleissa, joissa ei ole kyseisiä komponentteja. (Friedrich, Aubert et al. Aug 2010.) Emfit ei kaupallisuudesta johtuen kerro omista signaalinkäsittelyn menetelmistään.

2.1.2 EMFi-kalvon fysikaalisten ominaisuuksien tarkastelu

Ulkoinen voima muuttaa kalvon paksuutta ja saa aikaan sähköisen varauksen. Luotua varausta voidaan mitata, joko suoraan varauksena Δq (C) tai varauksena pinta-alayksikköä kohden $\Delta \sigma$ (C/m²). Mainitut suureet on määritelty seuraavasti:

$$\Delta q = k \Delta F \quad (1)$$

ja

$$\Delta \sigma = k \Delta p, \quad (2)$$

joissa k (C/N) on EMFi-sensorin herkkyys, ΔF (N) on anturiin kohdistuva voima ja Δp on anturiin kohdistuva voima pinta-alayksikköä kohden (N/m²). Varaus voidaan mitata joko varaus- tai jännitevahvistimella ja suurella sisääntuloimpedanssilla. EMFi-kalvon kapasitanssi on tyypillisesti luokkaa 10-50 pF/cm². (Paajanen, Lekkala et al. 2000)

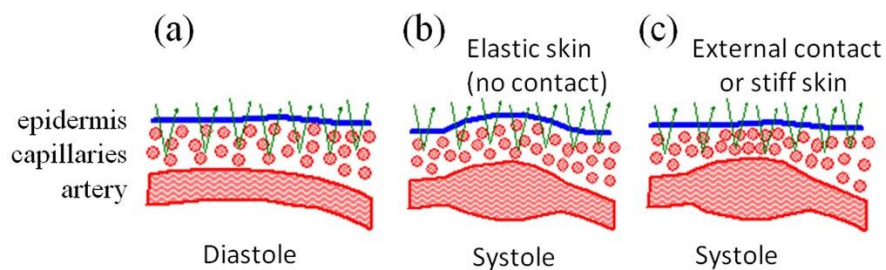
Herkkyys ja pituussuuntainen pietsosähköinen kerroin d_{33} liittyvät keskeisesti toisiinsa. Kalvon pintaa kohtisuoraan oleva d_{33} -kerroin kuvaa elektronista polarisaatiota, joka syntyy samassa suunnassa, kuin mitattava paine. Normaalisti EMFi-materiaalin herkkyys on luokkaa 250–400 pC/N. (Rajala nee karki, Paajanen et al. 2016)

2.2 Optinen sykemittaus

Urheilu- ja älykellojen suosio on kasvanut viime vuosina. Niiden suosio perustuu muun muassa aktiivisuuden mittaamiseen, jota käytetään esimerkiksi laihduttamisen apuvälineenä. Kellot mittaavat sydämen sykettä optisesti ranteesta ja laskevat siitä sekä liikeantureiden tuottamasta informaatiosta aktiivisuutta. (Wallen, Gomersall et al. 2016.) Kelloilla voidaan tarkkailla sykealueita, jotta saadaan aikaan haluttu tulos harjoituksesta. Kellot mittaavat myös yleensä sykevälivaihtelua, minkä avulla voidaan varmistua riittävästä palautumisesta.

Optisten sykesensorien toiminta perustuu fotopletysmografiaan (PPG). Ihoa valaistaan valolla, tyypillisesti ledillä, jonka heijastuminen riippuu veren tilavuudesta kudoksen verisuonissa. Systolen aikana veren määrä kasvaa verisuonissa ja suonet laajenevat. Suurempi veren tilavuus heijastaa enemmän valoa. Heijastuneen valon määrä mitataan valoanturilla. Syvyys, jolle valo tunkeutuu, riippuu valon aallonpituudesta sekä valonlähteen ja valoanturin välisestä etäisyydestä (PD–LED-etäisyys). (*Wearable Sensors*, 2014) Valon optisista ominaisuuksista johtuen pidemmät aallonpituudet, kuten

infrapunavallo, tunkeutuvat syvemmälle ihoon kuin lyhyemmät aallonpituudet, kuten vihreä valo. Kamshilin ja Margaryants esittivät tutkimuksessaan, että vihreälle valolle mekanismi ei olisi samanlainen kuin infrapunavalolle (Kamshilin, Margaryants 2017). He selittivät PPG-signaalin muodostumisen virheellä valolla siten, että veren määrä ei muutu pintaverisuonissa systolen aikana vaan alempien verisuonien paisuminen saa aikaan myös ihonalaisten verisuonien tiheyden ja paineen muutoksen kuvan 4 mukaisesti.



Kuva 4 Teoria PPG-signaaliin muodostumiselle vihreällä valolla. (Kamshilin, Margaryants 2017)

Rannekkeen liike ja ihon sekä ympäristön lämpötilojen muutos luovat haasteita PPG-mittauksen käyttämiseen. Johtuen yksilöllisistä eroista ihonalaisen kudoksen rakenteesta ja paksuudesta sekä melaniinin määrästä ihossa, valon aallonpituus on valittava yksilöllisesti parhaan mittaustuloksen varmistamiseksi. Käytännössä näin ei kuitenkaan tehdä, vaan aallonpituudeksi valitaan jokin keskimäärin parhaaksi todettu. Tyypillisesti optisissa sykemittareissa käytetään vihreää valoa (aallonpituus 490-560 nm). (Wearable Sensors 2014.)

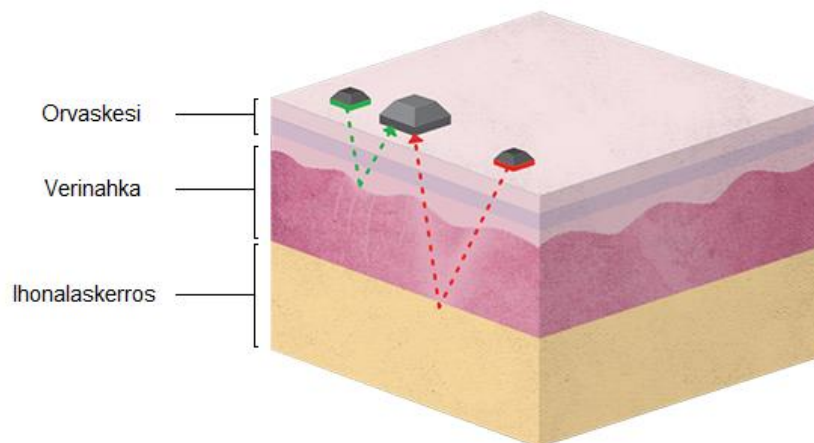
2.2.1 PulseOnin optinen sykemittari

Mittaus tehtiin PulseOnin *Medical Tracker* laitteella (kuva 5). Laite on suunniteltu lääketieteelliseen käyttöön eikä siinä ole näyttöä, jotta se ei häiritsisi käyttäjää. Se painaa rannekkeineen vain 35 g. Kevyt paino vähentää liikkeestä johtuvia häiriöitä ja tekee laitteesta mukavan käyttää.



Kuva 5 *PulseOn Medical Tracker (PulseOn 2019, Accuracy of Beat-to-Beat Heart Rate Estimation Using the PulseOn Optical Heart Rate Monitor)*

PulseOnin sykemittari mittaa sykkeen ranteesta optisesti. Se käyttää mittauksissa kahta eri aallonpituutta, vihreää valoa ja infrapunaa. Vihreä valo ja lyhyt PD-LED-etäisyys toimii parhaiten intensiivisessä liikkeessä, kun taas Infrapunavalo yhdistettynä pitkään PD-LED-etäisyyteen toimii parhaiten veren perfuusion ollessa pienempi (Delgado-Gonzalo, Parak et al. Aug 2015). Mittari valitsee kahdesta vaihtoehdosta paremman.



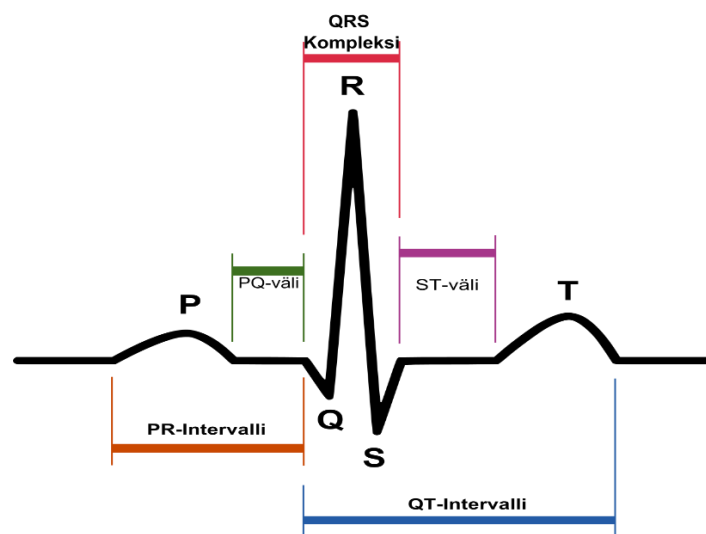
Kuva 6 *Vihreän valon ja infrapunan läpäisevyyssyvyydet (PulseOn kuva muokattu, 2019)*

Optisessa sykemittauksessa suurimmat ongelmat ovat ympäröivästä valosta ja muusta sähkömagneettisesta säteilystä johtuva häiriö sekä liikkeestä johtuva häiriö. Liikkeestä johtuvan häiriön saa tehokkaasti vähennettyä käyttämällä kiihtyvyyssanturia ja tekemällä

signaalin ehostusta mittauksen jälkeen. (PulseOn, 2019 Accuracy of Beat-to-Beat Heart Rate Estimation Using the PulseOn Optical Heart Rate Monitor)

2.3 Sykkeen laskeminen EKG-signaalista

Elektrokardiogrammilla (EKG) tarkoitetaan sydämen sähköisen toiminnan mittaamista. Sydämen supistuminen ja rentoutuminen saavat aikaan jaksollisen potentiaalieron, joka on kuvattu alla kuvassa 7. Kuvassa näkyy myös aaltojen nimet sekä parametreja, joita EKG-signaalista yleisimmin määritetään.



Kuva 7 EKG signaalin yksi periodi (Wikipedia, 2019)

Sydämen toimintaa ohjaa johtoratajärjestelmä, joka kuljettaa sydämen supistumista tahdistavan sähköimpulssin järjestelmällisesti koko sydämeen. Hermosolujen aktivoituessa ionivirrat luovat jännite-eroja sekä sähköpurkauksia solunulkoisessa kudoksenesteessä. Kun useat solut aktivoituvat yhtä aikaa, syntyy niin suuria solunulkoisia jännitteitä, että ne voidaan mitata ihoon kiinnitettyjen elektrodien avulla. EKG-signaalista mitatuista ajoista sekä aallon muutoksista voidaan diagnosoida muun muassa eri sydänsairauksia ja laskea sydämen syke. (Haug Egil, Sand Olav et al. 2000)

Sykkeen laskemisessa suurimmat haasteet ovat QRS-kompleksin yksilöllinen muoto ja mittaukseen tuleva kohina, kuten muiden lihasten sekä 50 Hz verkkojännitteen aikaansaama kohina. 1980-luvulla Jiapu Pan ja Willis J. Tompkins kehittivät ensimmäisten joukossa algoritmin, jolla pystyttiin reaaliaikaisesti havaitsemaan QRS-kompleksin ja laskemaan tästä sydämen sykeväli. Algoritmia käytetään edelleen laajasti sydämen sykkeen laskennassa. (Pan, Tompkins 1985.)

EKG-mittaus tehdään kytkemällä potilaan raajoihin ja rintakehälle elektrodeja. Elektrodiensijainnilla ei sinänsä ole väliä, mutta vertailukelpoisten tuloksien saamiseksi on kehitetty muun muassa standardoitu 12-kytkentäinen EKG-mittausjärjestelmä. Tässä järjestelmässä käytetään kymmentä elektrodia, joista neljä kiinnitetään raajoihin ja kuusi rintakehälle sydämen kohdalle. (Haug Egil, Sand Olav et al. 2000.) Käytössä on myös muita kytkentöjä sekä variaatioita 12-kytkennästä, kuten 15-kytkentä. 15-kytkennässä on samat elektrodit kuin 12-kytkennässäkin, mutta niiden lisäksi 15-kytkennässä on kolme lisäelektrodia. Tätä kytkentää käytetään akuutin sydäninfarktin diagnosoinnissa. (Fimlab, 2019)

3. LASKENNASSA KÄYTETYT MENETELMÄT

3.1 Tutkimusaineisto

Tutkimusaineistona oli Tampereen yliopistollisessa sairaalassa (Tays) verisuonikirurgisille potilaille tehtyt mittaukset. Potilaille oli tehty verisuonisairauksiin liittyvä leikkaus tai suonensisäisiä toimenpiteitä. Mittaukset oli tehty edellä mainittujen operaatioiden jälkeen. Tutkimukselle oli saatu Tampereen yliopistollisen sairaalan erityisvastuualueen alueellisen eettisen toimikunnan puoltava lausunto (R17027). Mittauksia oli kaikkiaan tehty noin 30 potilaalle noin vuorokauden ajan, mutta erinäisten teknisten syiden vuoksi osa mittauksista oli työni kannalta käyttökelvottomia ja päädyin lopulta sisällyttämään työhön vain hyvin onnistuneet mittaukset. Käytin työssäni 14 potilaan mittaustuloksia. Mittalaitteina käytettiin PulseOn optista rannesyke mittaria ja Emfit QS -unianturia. Näistä saatuja tuloksia verrattiin EKG:lla tehtyyn mittaukseen. EKG mittaukset tehtiin Bittium Biosignals, Faros 360 monitorilla.

3.2 Datan käsittely

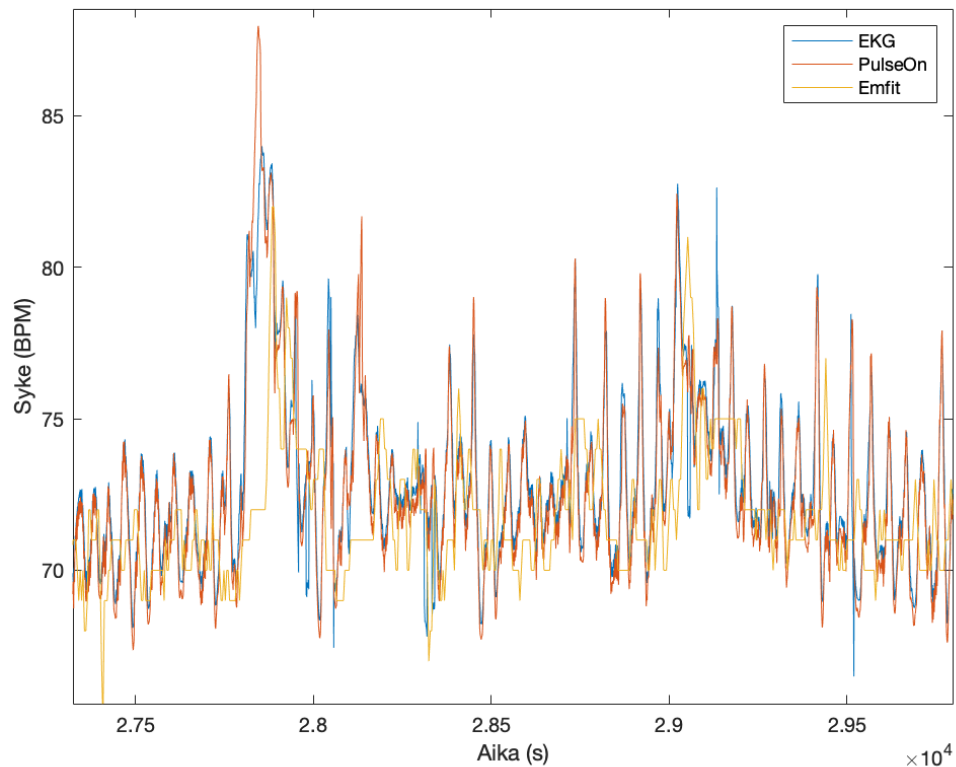
Työn suurin osuus oli datan käsittely. Lähtödataa ei voinut sellaisenaan käyttää vertailussa, vaan sille piti tehdä erilaisia operaatioita kuten synkronointia, keskiarvotusta sekä interpolointia. Tässä luvussa käsittelen datalle tehtyjä muutoksia ja syitä eri operaatioiden tekemiseen.

Käytössäni oli kaikista kolmesta mittarista lasketut sykesignaalit. Työ keskittyy siis valmiin sykesignaalin muokkaamiseen ja analysointiin.

3.2.1 Interpolointi ja keskiarvotus

EKG-signaalista oli laskettu R-piikkien välisiä aikoja ja näistä saatu sydämen syketaajuus oli sijoitettu näistä jälkimmäisen R-piikin kohdalle. Tästä seurasi se, että EKG-signaalissa määritetyssä sykesignaalin aika ei ollut tasavälinen kuten Emfitissä ja PulseOnissa. Jotta yksittäisiä pisteitä voitaisiin vertailla, interpoloin EKG-signaalista lasketun sykesignaalin siten, että näytteitä oli neljä sekunnissa. Samoin tein myös PulseOnin datalle vertailun helpottamiseksi.

Emfitin sykesignaalin aikaresoluutio oli neljä sekuntia, mutta Emfit huomioi sykelaskennassa dataa adaptiivisesti noin 60 sekunnin aikajaksolta, minkä takia vertailtavuuden parantamiseksi keskiarvoitin muidenkin mittalaitteiden signaalit. Esimerkki tuloksesta on esitetty kuvassa 8.



Kuva 8 EKG:stä laskettu sykesignaali sekä PulseOn sykesignaali on keskiarvotettu, jotta ne olisivat vertailukelpoisempia Emfitin antaman signaalin kanssa.

3.2.2 Synkronointi ja leikkaus

Saadusta datasta oli valmiiksi laskettu sydämen syketaajuus ajan funktiona Emfitin ja PulseOnin omilla algoritmeilla. Mittauksia ei ollut aloitettu yhtäaikaaisesti, joten ensimmäinen tehtävä oli saada kolmen eri mittarin datat synkronoitua keskenään.

PulseOnin ja EKG:n synkronointi onnistui helposti, sillä samassa tiedostossa datojen kanssa oli annettu PulseOnin sekä EKG:n alkamisaikojen välinen erotus (*delay_ref*). Tämän lisäksi oli annettu myös mittareiden kellojen käyntierosta johtuvan jätättämisen

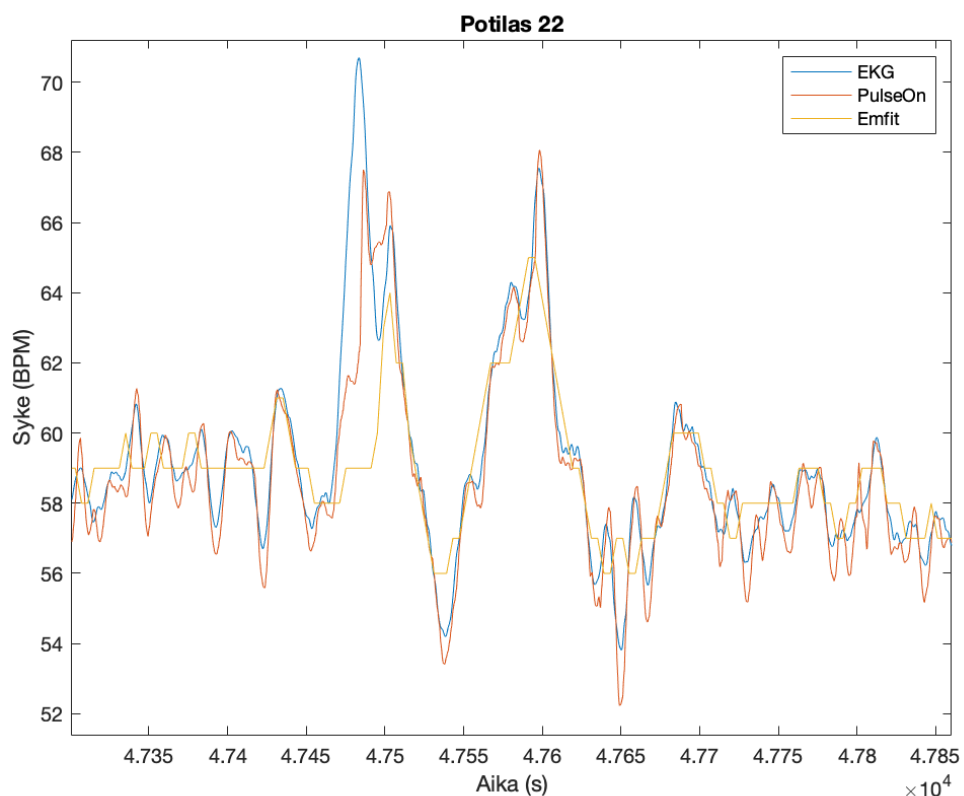
korjaamiseksi vakio ($Fcomp_{ecg}$). Näillä tiedoilla sain luotua alla olevan kaavan PulseOnin ja EKG:n synkronointiin:

$$time_{ekg} = \frac{time_{ekg}}{Fcomp_{ecg}} + delay_{ref} \quad (1)$$

Emfitin datan synkronoinnissa käytin hyväkseni datatiedostoissa olleita alkamiskellonaikoja. Loin funktion, joka laski, kuinka monta sekuntia kului PulseOnin mittauksen alkamisesta Emfitin mittauksen alkamiseen ($delay_{emfit}$). Näin sain luotua kaavan Emfitin ajan synkronointiin:

$$time_{emfit} = time_{emfit} - delay_{emfit} \quad (2)$$

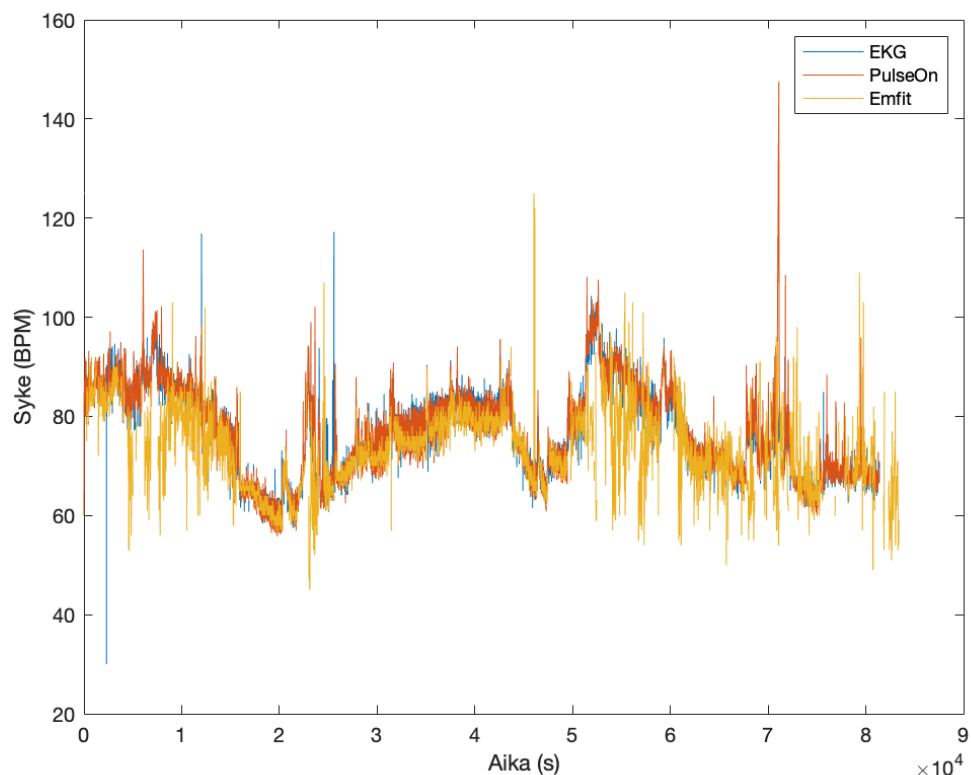
Kuvassa 9 on signaalin osa yhdeltä koehenkilöltä noin 13 tuntia mittauksen alkamisesta, josta voidaan nähdä synkronoinnin onnistuneen hyvin.



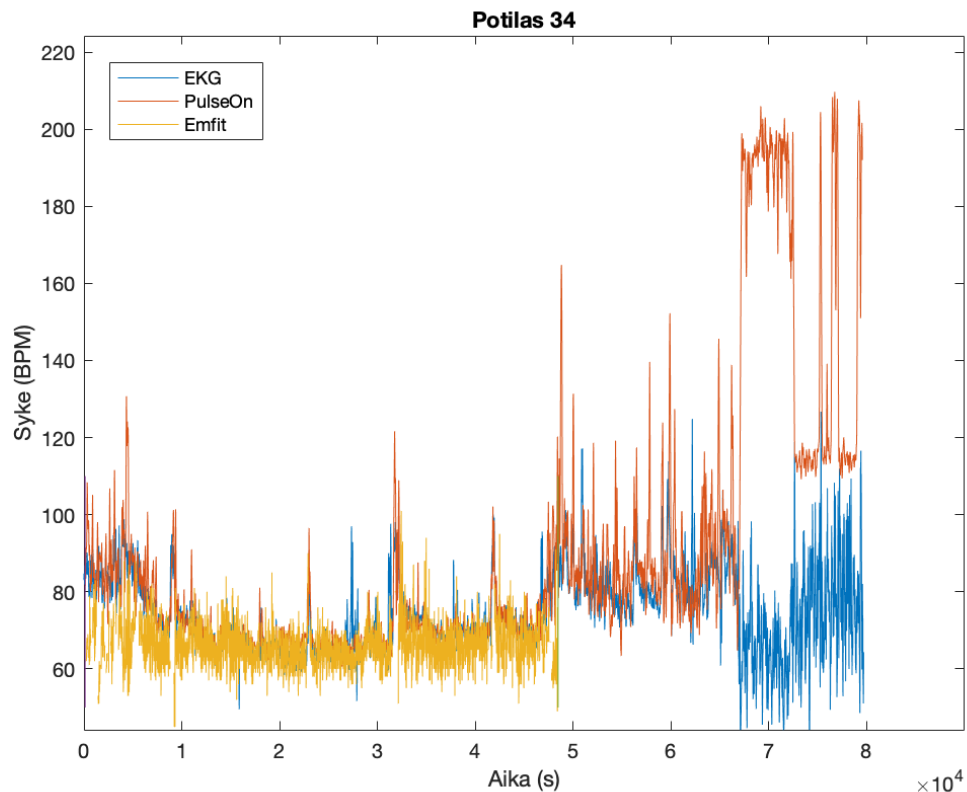
Kuva 9 Osa potilaan 22 sykesignaalista, joka on interpoloitu ja synkronoitu.

Tämän jälkeen valitsin kaikista signaaleista laskettavat alueet käsin. Monissa mittauksissa oli erityisesti lopussa suurehkoa kohinaa EKG- ja Emfit-järjestelmien

ilmoittamissa signaaleissa. Tämä on saattanut johtua siitä, että anturit ovat liikkuneet tai ne on otettu irti ennen mittalaitteen sammuttamista. Tämä virhe alkoi dominoida myöhemmin esiteltävää synkronoinnissa käytettävää keskineliövirhettä, joten päätin valita laskettavat alueet käsin. Virhe sai aikaan sen, että synkronoinnissa muodostettavat keskineliövirhekuvaajat (kuva 12 ja 13) muistuttivat paraabelin sijaan laskevaa suoraa, jolloin minimivirhettä ei ollut löydettävissä. Muoto johtui siitä, että mittauksista lähti joka kerralla päädyistä näyte pois ja virheen ollessa niin suurta yhden dominoivan virheen poisto pienensi keskineliövirhettä. Kuvissa 10 ja 11 on esimerkkejä virheestä. Leikkasin kuvassa 10 esitetystä sykesignaalista käytin aikaväliä noin ajanhetkestä $1,5 \cdot 10^4$ s ajanhetkeen $5,0 \cdot 10^4$ s, koska tällä välillä ei ole suurta virhettä missään signaalissa. Kuvan 11 tapauksessa leikkasin signaalin vastaavasti. Tässä tapauksessa loppu jäisi joka tapauksessa pois, sillä Emfit-mittaus loppuu vähän ennen ajanhetkeä $5 \cdot 10^4$ s.

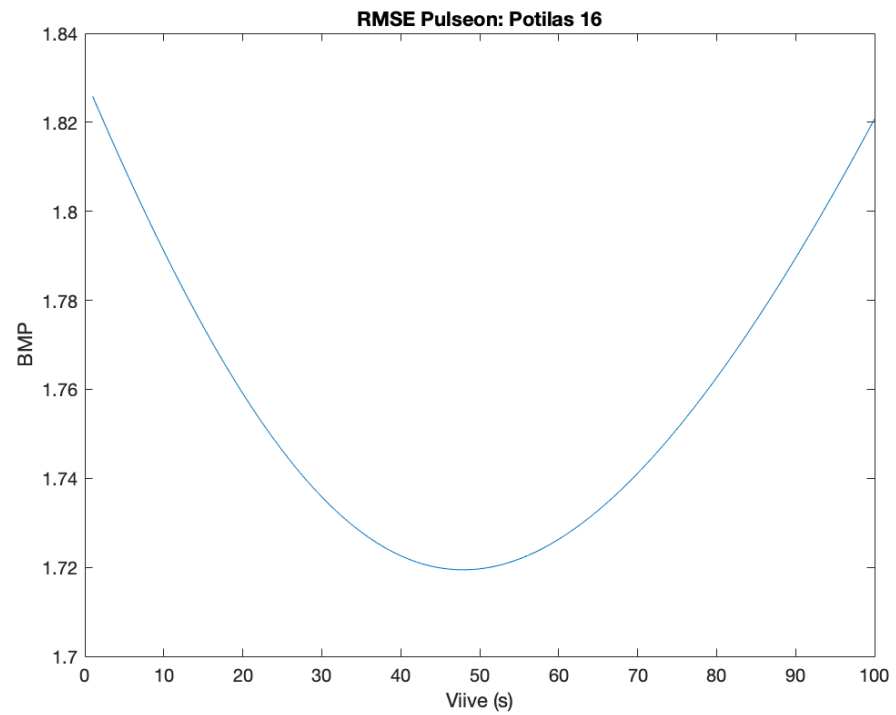


Kuva 10 Potilaan 5 sykesignaalista nähdään suurta kohinaa Emfit-signaalissa alussa ja lopussa.

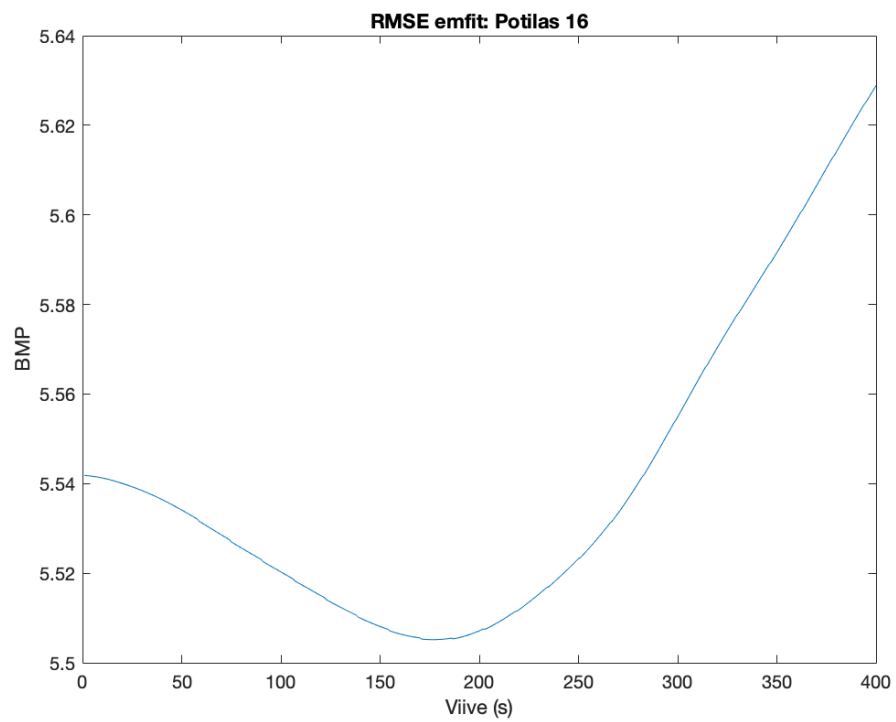


Kuva 11 Potilaan 34 signaalin alussa on suurta virhettä Emfit-signaalissa. Lopussa PulseOnin sekä EKG:n häiriöt ovat merkittävän suuria.

Laskin keskineliövirheen neliöjuuren (eng. Root-mean-squared-error, RMSE) ensin olettaen, että data on täysin synkronoitu. Tämän jälkeen siirsin verrattavaa signaalia yhden näytteen verran (4 s) eteenpäin ja laskin RMSE:n uudelleen. Toistin tämän 400 kertaa ja piirsin kuvaajan, jossa on RMSE arvot siirrettyjen näytteiden funktiona. Koska synkronointi oli onnistunut alussa niin hyvin, oli kuvissa aluksi vain paraabelin puolikas. Jotta kuvissa näkyisi myös toinen puoli, lisäsin PulseOnin aikaan 8 näytettä ja vähensin Emfitin ajasta 25 näytettä eli 100 sekuntia eli siirsin kuvaajia hieman eteenpäin. Kuvissa 12 ja 13 on esitettyinä tällä menetelmällä saadut kuvaajat Emfitille sekä PulseOnille.



Kuva 12 RMSE PulseOnille signaalin viivästyksen funktiona



Kuva 13 RMSE Emfitille signaalin viivästyksen funktiona

Kuvista nähdään, että erityisesti PulseOnin kuvaaja muistuttaa erittäin hyvin paraabelia. Jos signaalit olisivat olleet täysin kohdakkain, pitäisi paraabelin minimin olla 32 sekunnin (8·4 s) kohdalla PulseOnilla ja 100 sekunnin (25·4 s) kohdalla Emfitillä.

3.3 Tilastolliset menetelmät

Luvussa 3.2.1 käsittelin RMSE:n käyttöä synkronoinnissa. Tässä luvussa käsittelen RMSE:n käytön perusteluita sekä absoluuttista keskivirhettä ja sen etuja verrattuna RMSE:hen. Lisäksi esittelen tilastollisen testauksen, jolla voidaan todeta onko toinen mittalaite tilastollisesti parempi kuin toinen.

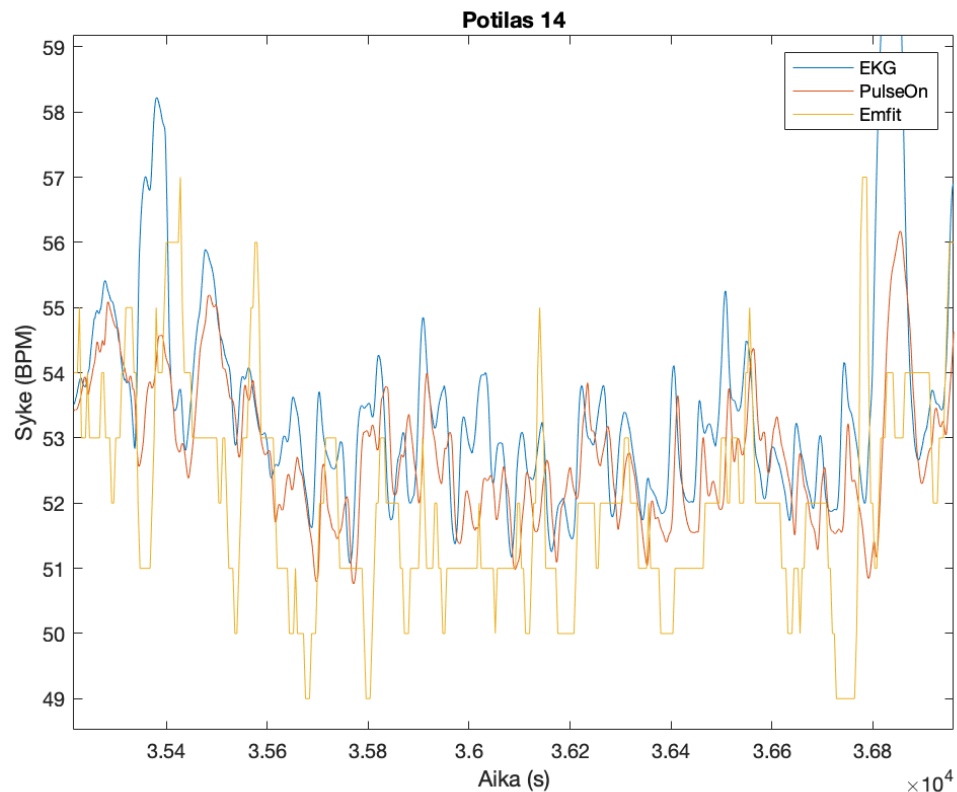
Virheen laskennassa käytin kahta menetelmää: keskineliövirheen neliöjuurta (eng. Root-mean-squared-error, RMSE) sekä absoluuttista keskivirhettä (eng. mean-absolute-error, MAE). Keskineliövirheen neliöjuuri ja absoluuttinen keskivirhe lasketaan kaavoilla:

$$RMSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(y_1 - y_2)^2} \quad (3)$$

$$MAE = \sum_{i=1}^n |y_1 - y_2| \quad (4)$$

RMSE:tä on parempi käyttää synkronoinnissa, koska virheen neliöinti saa aikaan suuren virheen korostumisen. Toisaalta tämä vääristää helposti tuloksia, sillä yksittäiset suuret virheet ns. outlierit korostuvat ja alkavat dominoida virhettä. Mittalaitteiden suorituskykyä vertaillen RMSE antaa enemmän arvoa epäsuotuisille tuloksille. Tästä syystä se on usein parempi näyttämään suorituskykyerot. Todellista virhettä tutkiessa MAE antaa kuvaavamman tuloksen, sillä se kertoo suoraan, kuinka monta yksikköä mittausarvo keskimäärin eroaa todellisesta arvosta. (Cort J. Willmott, Kenji Matsuura 2005.)

Signaaleja tarkastellessa huomasin Emfit-signaalin olevan systemaattisesti hieman EKG-signaalista lasketun sykkeen alapuolella. Siksi laskin datasta myös keskivirheen (eng. Mean error, ME). Keskivirhe kertoo, jos datassa on systemaattista virhettä johonkin suuntaan. Jos virhe on jakautunut tasaisesti nollan molemmille puolille, keskivirhe on silloin nolla. Kuvassa 14 on esimerkki signaalista, missä Emfit näyttäisi olevan keskimäärin pienempi kuin EKG-signaalista laskettu syke.



Kuva 14 Pätäkä potilaan 14 sykesignaalista. Kuvassa näyttäisi siltä, että Emfitin signaalissa olisi hieman negatiivinen keskivirhe

Tilastollinen testaaminen

Tilastollista testaamista käytetään tutkimuksissa, kun halutaan selvittää, ovatko tulokset tilastollisesti merkitseviä. Tilastollisia testejä on useita erilaisia ja valitsin työssäni käytettäväksi Mann-Whitney U-testiä. Se toimii parhaiten, kun kyseessä on pienehkö otos, joka ei ole normaalijakautunut. (Nachar 2008)

Testillä testataan Emfitin ja PulseOnin virheiden mediaanien yhtäsuuruutta. Toisin sanoen testi kertoo, voidaanko tilastollisesti sanoa toisen mittalaitteen olevan parempi kuin toisen. Tein testin Matlabin *ranksum*-funktioilla, joka antama p-arvon kertoo todennäköisyyden nollahypoteesin oikeellisuudelle. Funktion nollahypoteesi on, että mediaanit ovat yhtä suuret. Käytin testin tulkintaan 5 % merkitsevyystasoa.

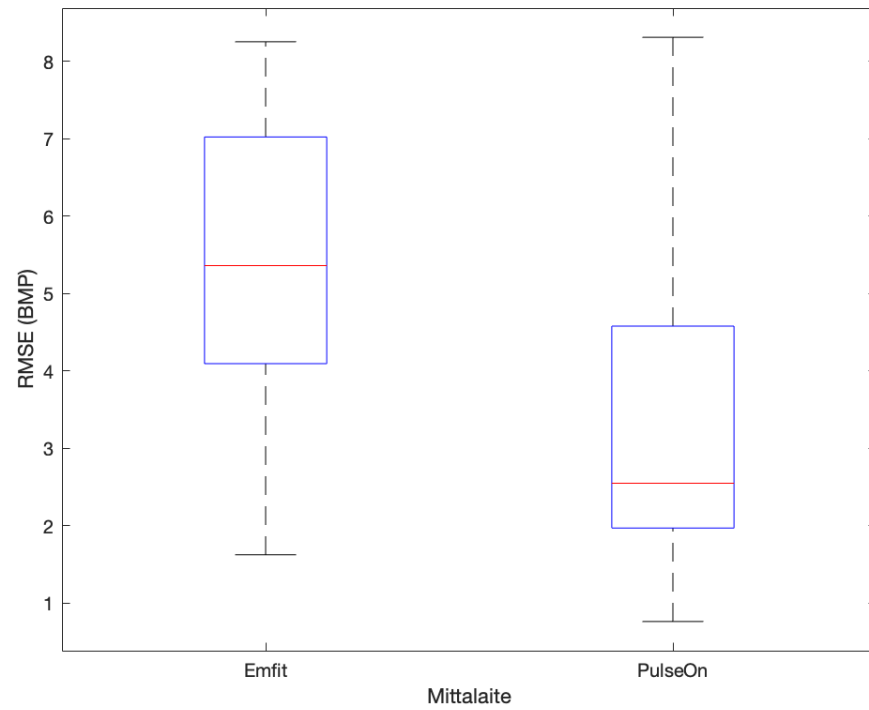
4. MITTAUSTULOKSET

Tässä luvussa on esitetty saadut tulokset ja niiden analysointia. Taulukossa 1 on esitetty kootusti lasketut tulokset hyvin onnistuneille signaalin jaksoille. Viitataan tähän jatkossa leikattuna signaalina.

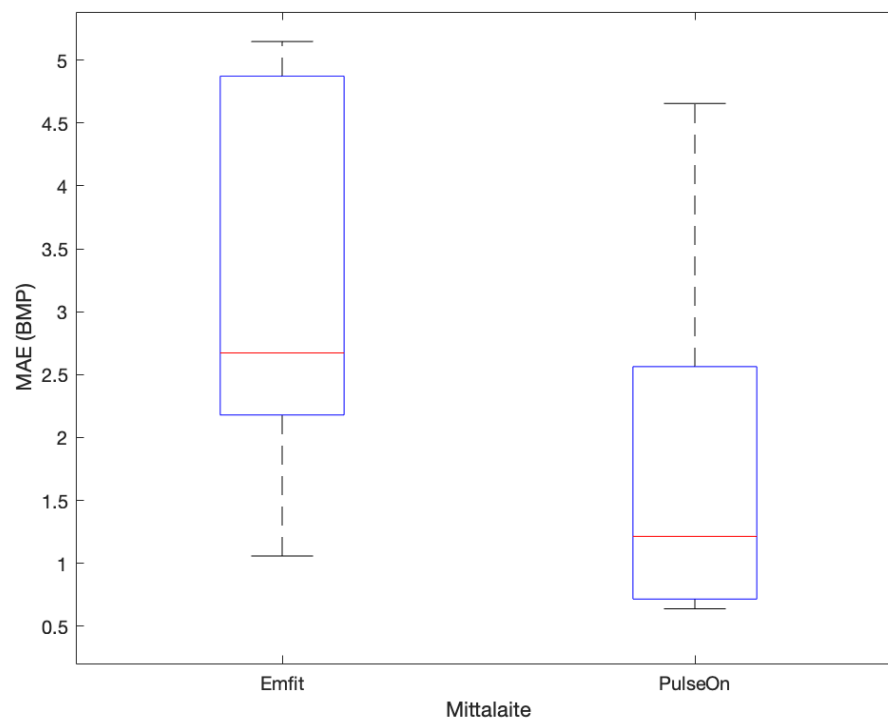
Taulukko 1 Tulokset leikatuille signaaleille. MAE=Mean-Absolute-Error, RMSE=Root-Mean-Squared-Error, ME=Mean Error

Koehenkilö Nro	MAE (Emfit)	MAE (PulseOn)	RMSE (Emfit)	RMSE (PulseOn)	ME (Emfit)	ME (PulseOn)	Mittauksen kesto (h)
3	5,15	1,36	8,26	4,28	-3,06	-0,36	7,32
5	2,23	0,64	4,47	1,11	-1,26	-0,22	9,74
9	2,81	0,67	4,09	0,76	-2,51	-0,65	1,90
11	5,03	2,56	7,78	4,31	-2,78	-1,28	6,07
12	3,60	2,23	7,02	6,35	-2,76	1,05	18,63
14	2,54	1,34	3,74	2,65	-1,74	-0,12	21,41
16	2,18	0,66	5,95	1,72	0,38	-0,63	5,27
22	1,54	0,87	4,64	1,97	0,50	0,45	8,46
23	3,75	3,92	7,84	8,31	0,71	3,04	5,88
24	2,00	0,72	4,78	2,18	0,33	-0,06	7,25
27	2,19	1,09	3,67	2,45	-0,74	0,03	12,01
28	1,06	0,83	1,62	2,41	0,58	-0,07	5,04
34	4,90	2,82	6,86	4,58	-2,93	0,70	10,07
36	4,87	4,65	6,95	8,25	2,83	2,54	1,78
Keskiarvo	3,13	1,74	5,55	3,67	-0,89	0,32	8,63
Mediaani	2,67	1,21	5,36	2,55	-1,00	-0,06	7,29

Kuvissa 15 ja 16 on esitetty laatikkokaaviolla koehenkilöiden MAE- ja RMSE-virheiden jakaumat. Laatikon yläpuolella on suurimmat 25 % ja alapuolella pienimmät 25 % tuloksista. Sinisen laatikon sisäpuolelle jää siis puolet tuloksista. Punainen viiva laatikossa on arvojen mediaani. Katkoviivojen päissä olevat viivat näyttävät suurimman ja pienimmän arvon. Kuvista nähdään, että PulseOn antaa systemaattisesti pienemmän virheen kuin Emfit. Toisaalta suurimmalla ja pienimmällä arvolla ei ole kovin suurta eroa.



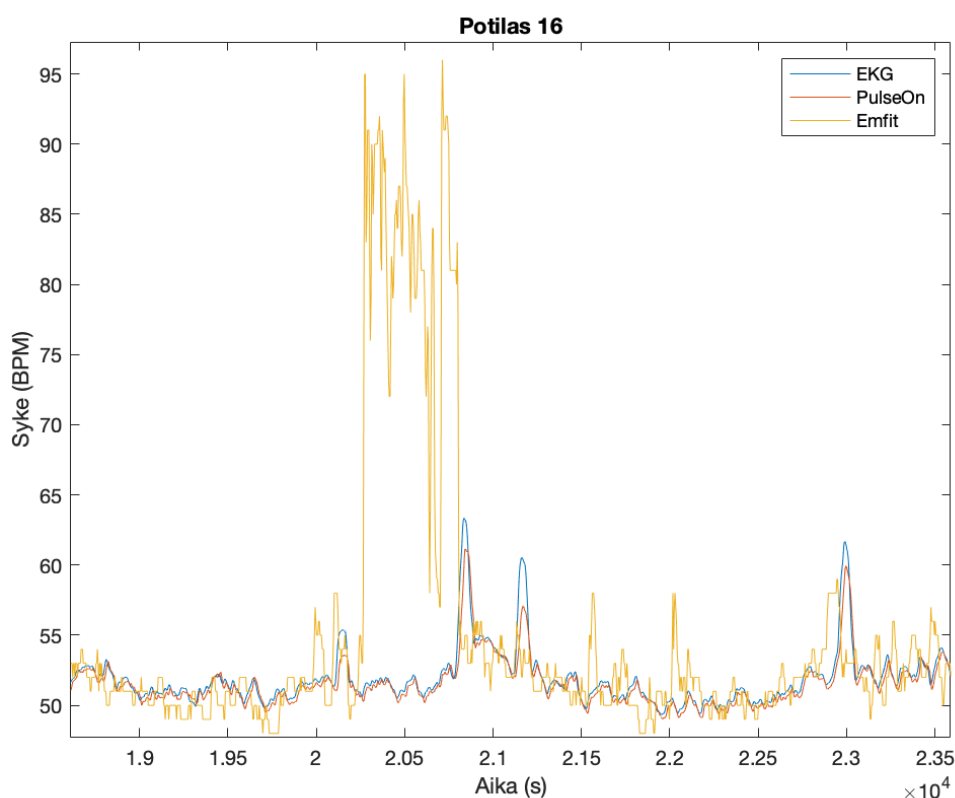
Kuva 15 Sykemittauksien RMSE-tulokset leikatulle signaaleille mittalaitteittain



Kuva 16 Sykemittauksien MAE-tulokset leikatulle signaalille mittalaitteittain

Kaiken kaikkiaan molemmat mittalaitteet antavat kohtuullisen tarkan tuloksen. Tulos PulseOnille oli samankaltainen kuin Pietilällä tutkimuksessaan (Pietilä, Mehrang et al. 2017), jotka saivat MAE:ksi istuvalla koehenkilöllä 2,03 bpm ja seisovalla 2,42 bpm. Näiden mittauksien kestot olivat paljon lyhyemmät kuin tässä työssä. Pietilän töissä molemmat olivat kestoiltaan 5 minuuttia. Virhe on vain hieman pienempi kuin tämän työn mittauksissa.

Taulukosta 1 nähdään Emfitin keskivirheen olevan hieman negatiivinen, kuten oletin luvussa 3.3. Jos mittauksessa olisi käytetty koko käytettävissä olevaa dataa, keskivirheestä ei voisi sanoa mitään, sillä välillä Emfitin sykesignaalin on kuvan 17 kaltaisia piikkejä ylös- ja alaspäin. Koska datasta valittiin vain hyvin onnistuneet kohdat, voidaan sanoa, että Emfitillä on taipumusta antaa todellista pienempiä arvoja.



Kuva 17 Potilaan 16 signaalista erottaa selvästi tyypillisen piikin Emfit-signaalissa.

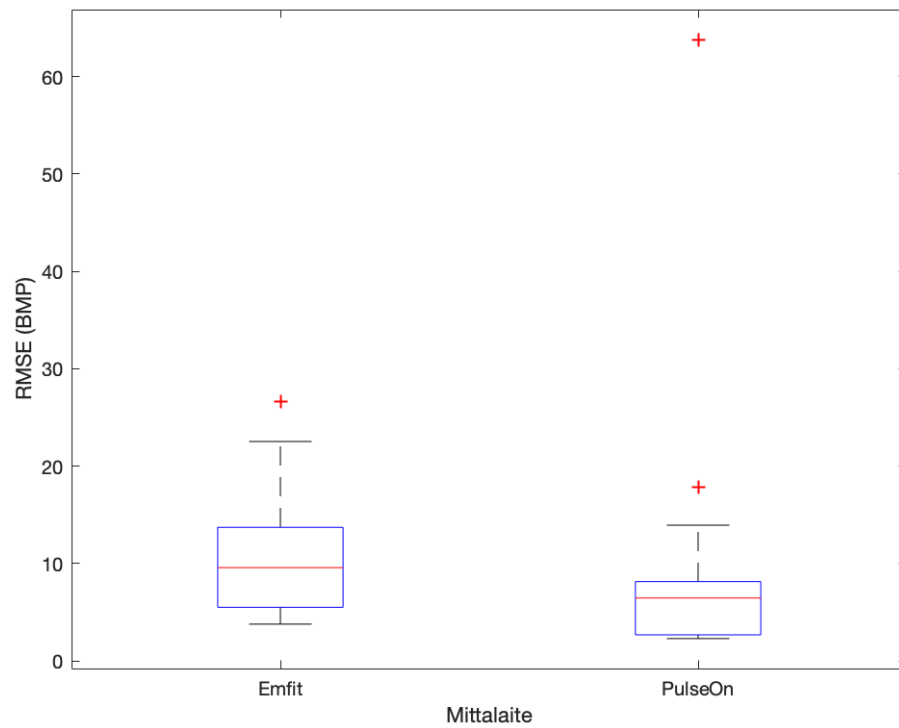
Mann-Whitney U-testillä saadaan RMSE:n p-arvoksi 0,045 ja MAE:n p-arvoksi 0,014. Kun käytetään 0,05 merkitsevyystasoa niin voidaan sanoa, että PulseOn Medical Tracker mittaa sykettä paremmin kuin Emfit QS-unianturi.

Vertailun vuoksi tein saman analyysin koko käytettävissä olevalle datalle. Tein siis muuten samat signaalin käsittelyn operaatiot lukuun ottamatta leikkaamista. Tulokset on esitetty taulukossa 2. Näin voidaan vertailla antureiden toimintaa kokonaisuutena eikä vain silloin, kun ne ovat parhaimmillaan.

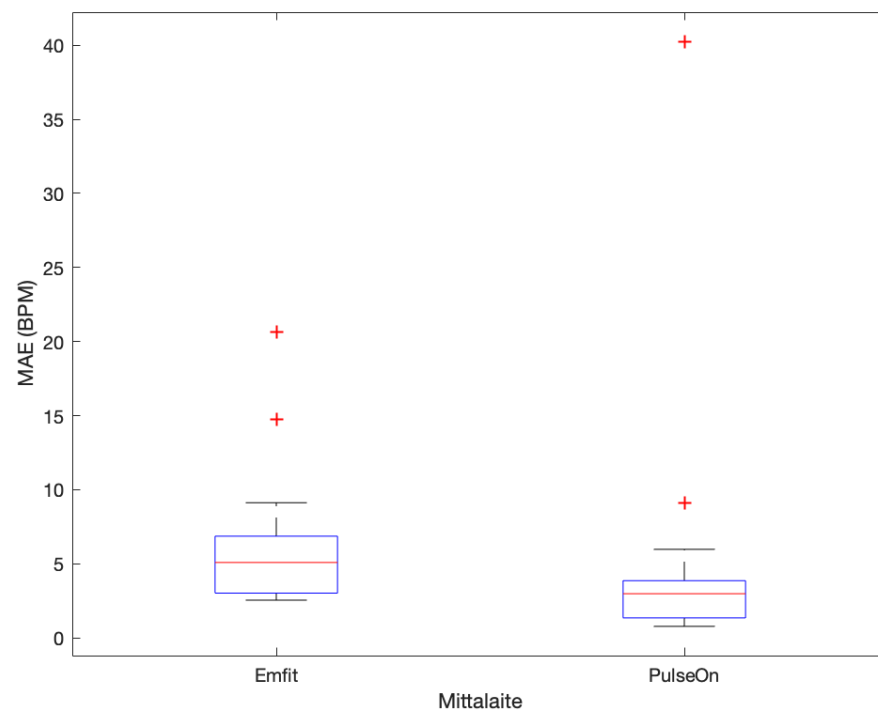
Taulukko 2 Tulokset koko signaalille. MAE=Mean-Absolute-Error, RMSE= Root-Mean-Squared-Error, ME=Mean Error

Potilas Nro	MAE (Emfit)	MAE (PulseOn)	RMSE (Emfit)	RMSE (PulseOn)	ME (Emfit)	ME (PulseOn)	Mittauksen kesto (h)
3	9,12	9,10	14,82	17,85	0,08	-6,10	22,69
5	4,50	0,78	7,52	2,43	2,85	0,12	21,94
9	6,06	1,08	9,87	2,30	5,45	0,73	13,77
11	20,66	5,98	26,64	13,95	19,79	0,64	23,05
12	3,69	2,59	7,06	7,13	2,85	-1,36	19,89
14	2,55	1,35	3,78	2,68	1,75	0,12	21,71
16	3,03	0,94	5,51	2,40	0,00	0,10	21,59
22	4,32	3,64	9,33	8,15	-1,05	-3,09	17,95
23	5,69	40,26	9,97	63,82	-3,18	-39,74	9,86
24	6,10	3,38	13,72	7,37	2,47	-1,36	22,58
27	2,65	1,40	4,58	2,94	1,20	0,24	22,82
28	2,91	2,58	5,31	5,57	0,28	0,01	22,36
34	6,87	3,51	9,84	5,79	5,28	-1,28	13,45
36	14,78	3,87	22,54	7,40	-6,42	-1,85	22,58
Keskiarvo	6,64	5,75	10,75	10,70	2,24	-3,77	19,73
Mediaani	5,09	2,99	9,58	6,46	1,48	-0,64	21,83

Taulukosta nähdään, että muutamat huonosti onnistuneet mittaukset nostavat virheiden keskiarvoa suuresti. RMSE arvojen keskiarvot ovat lähes yhtä suuret Emfitille ja PulseOnille. Keskiarvot eivät siis anna luotettavaa tietoa koko signaalin hyvyydestä, sillä yksittäiset epäonnistuneet mittaukset alkavat dominoida virhettä. Sen sijaan mediaani kuvaa paremmin signaalin hyvyyttä tässä tapauksessa. Kuvissa 18 ja 19 on esitetty RMSE ja MAE laatikkokaaviot koko signaalille. Kuvissa punaiset '+'-symbolit ovat suuria poikkeamia (outlier). Leikatussa signaalissa suuret virheet on leikattu pois, siksi näiden mittauksien laatikkokaaviossa ei ollut lainkaan outlier-mittauksia. Huonosti onnistuneita mittauksia normaaliin tasoon verrattuna oli PulseOnilla potilaalla 3 ja erityisesti potilaalla 23. Emfitillä huonoimmat mittaukset olivat potilailla 11 ja 36.



Kuva 18 Sykemittauksien RMSE-tulokset koko signaaleille mittalaitteittain



Kuva 19 Sykemittauksien MAE-tulokset koko signaaleille mittalaitteittain

Mann-Whitney U-testillä saadaan p-arvoksi RMSE:lle 0,1478 ja MAE:lle 0,0366. Tämän perusteella tilastollisesti ei voida sanoa RMSE:n olevan pienempi PulseOnilla kuin Emfitillä. MAE sen sijaan on tilastollisesti pienempi PulseOnilla kuin Emfitillä.

5. YHTEENVETO

Työssä tutkin Emfit QS-unianturin sekä PulseOn Medical Tracker optisen rannesyke mittarin toimintaa ja tarkkuutta. Tavoitteeni oli selvittää, kumpi tutkittavista mittareista on tarkempi ja onko tarkkuuksissa tilastollisesti merkittävää eroa. Referenssinä käytin EKG-signaalista mitattua sykettä. Työssä keskityin näiden signaalien käsittelyyn ja analysointiin. Signaalien synkronointi keskenään oli haasteellista. Päädyin tekemään karkean synkronoinnin aikaleimojen perusteella ja tarkemman siirtämällä verrattavaa signaalia näytteen verran eteenpäin ja laskemalla keskineliövirheen neliöjuuren. Näin sain muodostettua paraabelin, jonka minimissä signaalien synkronointi oli parhaimmillaan. Signaalien suuren kohinaisuuden vuoksi leikkasin jokaisen koehenkilön signaalista vain hyvin onnistuneet osat. Näin pyrin saamaan selville, kumpi mittari toimii parhaiten, kun suuria häiriötekijöitä ei ole läsnä. Tein vertailun vuoksi saman virhelaskennan myös koko alkuperäiselle signaalille.

Tulokseksi sain, että PulseOnin rannesyke mittari oli keskimäärin tarkempi kuin Emfitin sänkymittari. Lopputulokseen tosin vaikutti signaalin leikkaus, vaikka PulseOnin MAE-virheiden mediaani oli pienempi molemmissa tapauksissa, niin RMSE-virheiden mediaani koko signaalin tapauksessa ei ollut tilastollisesti merkittävästi pienempi. Virheiden keskiarvo ei leikkaamattoman signaalin tapauksessa kuitenkaan anna kovin luotettavaa tietoa, sillä joissain mittauksissa sekä Emfitillä että PulseOnillakin, oli niin suuria virheitä, että ne alkoivat dominoida virheiden keskiarvoa.

Kaiken kaikkiaan leikattujen signaalien virhe oli molemmilla mittareilla kohtuullisen pieni. Riippuen sykkeen monitoroinnin motiivista, näin pienellä virheellä ei ole käytännössä merkitystä. Kaikissa signaaleissa oli virhepiikkejä, joiden vaikutusta on vaikea arvioida mittaustuloksiin.

Virhettä muodostui Emfitin signaaliin liikeherkkyyden vuoksi. PulseOnin mittarilla voidaan seurata sydämen toimintaa myös ihmisen liikkuessa. Epäluotettavuutta lisäsi myös synkronointi. Korjasin PulseOnin rannesyke mittarin näytteistystaajuuden kertoimella, jonka oletin vakioksi. Tämä kerroin ei välttämättä ollut vakio, sillä esimerkiksi lämpötilan vaihtelu voi saada aikaan näytteistystaajuuden muutoksen. Emfitin ja EKG:n kellonaikojen suhdetta en korjannut millään kertoimella, vaan tein ainoastaan

silvämääräisen tarkastelun. En myöskään tarkastellut kaikkia mittauksia perinpohjaisesti. Myös pieni datan määrä oli työssä rajoitteena.

Emfitin suurin etu PulseOnin optiseen anturiin verrattuna on sen huomaamattomuus. PulseOnin mittari puolestaan pystyy seuraamaan sydämen toimintaa koko päivän, myös liikkeessä, kun taas Emfitin anturi vain sängyssä maatessa. On siis haastavaa sanoa, kumpi antureista on kokonaisuutena parempi. Mittarin tarkkuutta tarkasteltaessa PulseOn on parempi valinta.

LÄHTEET

BRUSER C, STADLTHANNER K, DE WAELE S and LEONHARDT S, 2011. Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, **15**(5), pp. 778-786.

CORT W, and KENJI M, 2005. Advantages of the mean absolute error (MAE) over the root mean square error (RMSE) in assessing average model performance. *Climate Research*, **30**(1), pp. 79-82.

DELGADO-GONZALO R, PARAK J, TARNICERIU A, RENEVEY, P., BERTSCHI M and KORHONEN I, Aug 2015. Evaluation of accuracy and reliability of PulseOn optical heart rate monitoring device, Aug 2015, IEEE, pp. 430-433.

Emfit. (15.3.2019). Kuva Emfit QS-sänkyanturista. Haettu osoitteesta <https://www.emfit.com/>

Fimlab (15.4.2019) 15-kytkentä EKG-mittauksessa Haettu osoitteesta: https://www.fimlab.fi/ohjekirja/nayta.tmpl?sivu_id=194;setid=6495;id=8940

FRIEDRICH D, AUBERT X.L, FÜHR H and BRAUERS A, Aug 2010. Heart rate estimation on a beat-to-beat basis via ballistocardiography - a hybrid approach, Aug 2010, IEEE, pp. 4048-4051.

GIOVANGRANDI L, INAN O.T, WIARD R.M, ETEMADI M and KOVACS G.T.A, Aug 2011. Ballistocardiography - A method worth revisiting, Aug 2011, IEEE, pp. 4279-4282.

HAUG E, SAND O, SJAASTAD Ø, and TOVERUD C, 2000. *Ihmisen fysiologia* . 1.-5. painos, 2012 edn. Sanoma Pro Oy.

INAN O.T, ETEMADI M, WIARD R.M, GIOVANGRANDI L and KOVACS G.T.A, 2009. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. *Physiological Measurement*, **30**(2), pp. 169-185.

INAN O.T, MIGEOTTE P, KWANG-SUK P, ETEMADI M, TAVAKOLIAN K, CASANELLA R, ZANETTI J, TANK J, FUNTOVA I, PRISK G.K and DI RIENZO M, 2015. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, **19**(4), pp. 1414-1427.

JANSEN B.H, LARSON B.H and SHANKAR K, 1991. Monitoring of the ballistocardiogram with the static charge sensitive bed. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **38**(8), pp. 748-751.

JUNNILA S, AKHBARDEH A and VÄRRI A, 2009. An Electromechanical Film Sensor Based Wireless Ballistocardiographic Chair: Implementation and Performance. *Journal of Signal Processing Systems*, **57**(3), pp. 305-320.

KAMSHILIN A.A and MARGARYANTS N.B, 2017. Origin of Photoplethysmographic Waveform at Green Light. *Physics Procedia*, **86**, pp. 72-80.

KOIVISTOINEN T, JUNNILA S, VÄRRI A and KÖÖBI T, 2004. A new method for measuring the ballistocardiogram using EMFi sensors in a normal chair. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, **3**, pp. 2026.

NACHAR N, 2008. The Mann-Whitney U: A Test for Assessing Whether Two Independent Samples Come from the Same Distribution. *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology*, **4**(1), pp. 13-20.

PAAJANEN M, LEKKALA J and KIRJAVAINEN K, 2000. ElectroMechanical Film (EMFi) — a new multipurpose electret material. *Sensors & Actuators: A. Physical*, **84**(1), pp. 95-102.

PAALASMAA J, 2010. A respiratory latent variable model for mechanically measured heartbeats. *Physiological Measurement*, **31**(10), pp. 1331-1344.

PAALASMAA J, WARIS M, TOIVONEN H, LEPPAKORPI L and PARTINEN M, Aug 2012. Unobtrusive online monitoring of sleep at home, Aug 2012, IEEE, pp. 3784-3788.

PAN J and TOMPKINS W.J, 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **BME-32**(3), pp. 230-236.

PARAK J, TARNICERIU A, RENEVEY P, BERTSCHI M, DELGADO-GONZALO R and KORHONEN I, Aug 2015. Evaluation of the beat-to-beat detection accuracy of PulseOn wearable optical heart rate monitor, Aug 2015, IEEE, pp. 8099-8102.

PIETILÄ J, MEHRANG S, TOLONEN J, HELANDER E, JIMISON H, PAVEL M and KORHONEN I, 2017. Evaluation of the accuracy and reliability for photoplethysmography based heart rate and beat-to-beat detection during daily activities.

PulseOn (15.3.2019), Kuva eri aallonpituuksien toiminnasta, (Kuva muokattu), Haettu osoitteesta <http://pulseon.com/tech/technology>

RAJALA NEE KARKI S, PAAJANEN M and LEKKALA J, 2016. Measurement of Sensitivity Distribution Map of a Ferroelectret Polymer Film. *IEEE Sensors Journal*, **16**(23), pp. 8517-8522.

RAJENDRA A.U, PAUL JOSEPH K, KANNATHAL N, LIM, C. and SURI, J., 2006. Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **44**(12), pp. 1031-1051.

SOININEN M, 2017. Mitä teen, kun potilas on biohakkeri? *Lääkärilehti*, **vsk 72**, pp. s. 915.

TARVAINEN M, NISKANEN, J-P, LIPPONEN J, RANTA-AHO P, KARJALAINEN P 2013. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **113**(1), pp. 210-220.

WALLEN M, GOMERSALL S, KEATING S, WISLØFF U and COOMBES J, 2016. *Accuracy of Heart Rate Watches: Implications for Weight Management*. Figshare.

WATANABE K, WATANABE T, WATANABE H, ANDO H, ISHIKAWA T and KOBAYASHI K, 2005. Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **52**(12), pp. 2100-2107.

Wearable Sensors : Fundamentals, Implementation and Applications. 2014. San Diego: Elsevier Science & Technology.

Wikipedia (21.2.2019). Kuva EKG-signaalista. Haettu osoitteesta: https://fi.wikipedia.org/wiki/Syd%C3%A4ns%C3%A4hk%C3%B6k%C3%A4yr%C3%A4#/media/File:SinusRhythmLabels_fi.svg